



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 **Offenlegungsschrift**
10 **DE 100 65 104 A 1**

51 Int. Cl. 7:
A 61 N 1/39

21 Aktenzeichen: 100 65 104.6
22 Anmeldetag: 28. 12. 2000
43 Offenlegungstag: 19. 7. 2001

66 Innere Priorität:
199 63 557. 9 29. 12. 1999
71 Anmelder:
Metrax GmbH, 78628 Rottweil, DE
73 Vertreter:
Jeck . Fleck . Herrmann Patentanwälte, 71665
Vaihingen

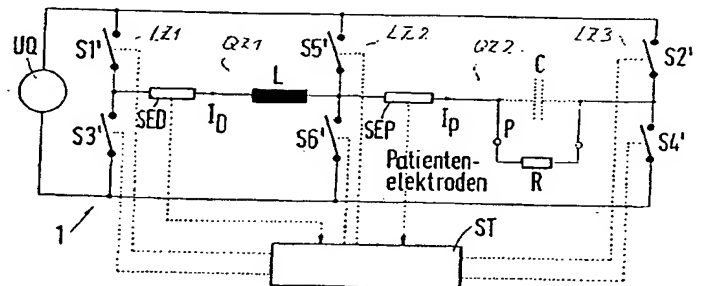
72 Erfinder:
Bucher, Heinz, 78628 Rottweil, DE; Bolz, Armin,
Prof. Dr., 76356 Weingarten, DE; Scbönegg, Martin,
76185 Karlsruhe, DE; Cecchin, Holger, 78464
Konstanz, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmeider eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Defibrillator

57 Die Erfindung bezieht sich auf einen Defibrillator mit einer gesteuerten Endstufe (19) zum impulsartigen Beaufschlagen von an einen Patienten anzulegenden Elektroden mit elektrischer Energie aus einem Energiespeicher (C). Eine gut kontrollierbare, patientenschonende Zuführung der Energie wird dadurch erzielt, dass die Endstufe (1) als stromgesteuerte Endstufe mit mindestens einem Stromsensor (SE; SED, SEP) und getanktem Schaltregler (S1', S2', S3', S4', S5, S6') ausgebildet ist (Fig. 3a).



DE 100 65 104 A 1

Beschreibung

Die Erfindung bezieht sich auf einen Defibrillator mit einer gesteuerten Endstufe zum impulsartigen Beaufschlagen von an einen Patienten anzulegenden Elektroden mit elektrischer Energie aus einem Energiespeicher.

Derartige bekannte, insbesondere externe Defibrillatoren, wie sie beispielsweise in der EP 0 437 104 A2 und EP 0 082 431 B1 angegeben sind, haben gewöhnlich Impulsformen, die sich direkt aus der Entladung eines Kondensators über den Widerstand eines Patienten ergeben. Daraus resultiert eine exponentiell abfallende Impulsspannung, die üblicherweise abgeschnitten wird (truncated exponential, vgl. EP 0 437 104 A2, US 3.860.009, US 4.823.796). Zur Verringerung der Einschaltströme wird bei einigen Geräten eine Induktivität in Serie zwischen Patient und Kondensator geschaltet. Daraus ergibt sich eine gedämpfte Sinusschwingung, wie in der EP 0 082 431 B1 gezeigt.

Die Dämpfung der Sinusschwingung wird dabei üblicherweise so ausgelegt, dass mit einer mittleren Impedanz von 50–80 Ohm ein Kurvenzug ohne Unterschwingen der Nulllinie erreicht wird. Man bezeichnet diese Pulstform auch als Edmark-Puls. Wird ein deutliches Unterschwingen zugelassen, erhält man den Gurwich-Puls oder den biphasischen dampedsine Impuls. Derartige geeignet gestaltete biphasische Pulse sind im Vergleich zu monophasischen Impulsen bereits bei deutlich niedrigeren Energien in der Lage, ein flimmerndes Herz erfolgreich zu therapieren. Diesen Effekt der geringeren Defibrillationsschwelle biphasischer Impulse kann man mit einer H-Brücke auch für truncated-exponential-Impulsformen umsetzen.

Die diversen Schriften zur Umsetzung derartiger BTE (biphasic truncated exponential) Impulsformen erstrecken sich auf die Lösung der Frage der zweckmäßigen Aufteilung der Energie auf die beiden Phasen bzw. auf die Sicherstellung der abzugebenden Energiedosis durch wahlweise Kontrolle der Um- bzw. Abschaltzeiten oder der Initialspannung. Beispiele hierzu finden sich z. B. in den Schriften WO 97/31680, DE 100 12 503, WO 95/05215, WO 98/39060 und WO 98/47563.

All diesen Defibrillatoren ist gemein, dass sie aufgrund der Kondensatorentladung eine spannungsbasierte Impulsform abgeben. Diese Pulstformen haben den Nachteil einer hohen Abhängigkeit der Stromstärken von der Patientenimpedanz, die sich im Bereich von 30–150 Ohm befindet. Dabei bekommen Patienten mit hoher Impedanz die niedrigeren Ströme, obwohl gerade für diese Patienten eher eine höhere Stromstärke wünschenswert ist. Umgekehrt erhalten Patienten mit niedriger Impedanz sehr hohe Ströme.

Für Schädigungen am Herzgewebe wird ein zu hoher Strom verantwortlich gemacht. Bereits 1988 wurde nachgewiesen, dass einer der maßgeblichen Parameter zur Beschreibung einer Defibrillationsdosis die Stromstärke des Defibrillationsimpulses ist (J Am Coll Cardiol 1988; 12: 1259–64). Der zweite Parameter ist die Dauer des Pulses. Seither gibt es mehrere Ansätze zur stromgesteuerten Defibrillation. Ein Ansatz, einen stromgesteuerten dampedsine Defibrillator zu realisieren, ist in IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol. 37, No. 7, July 1990 beschrieben. Andere Ansätze zielen auf einen veränderbaren Vorwiderstand ab, der derart dimensioniert ist (z. B. EP 0 569 609, US 5.433.732) bzw. so angesteuert wird, dass der mittlere Strom durch den Patienten annähernd unabhängig von dessen Impedanz ist (z. B. US 5.904.706).

Eine weitere Möglichkeit, den Strom zu begrenzen, ist ein Schaltregler, wie er an sich in der EP 0 569 616 Anwendung findet. Derartige Schaltungen sind an sich auch in einschlägigen Lehrbüchern seit vielen Jahren bekannt (z. B. Strom-

versorgung elektronischer Schaltungen und Geräte, R. v. Decker's Verlag G. Schenk Hamburg 1964). Eine Verwendung in Defibrillatoren ist in den Schriften US 5.222.492 und US 5.725.560 angegeben. Mit diesen stromgesteuerten Verfahren ist es möglich, verschiedene Stromverläufe zu realisieren. Eine Begrenzung liegt aber in der maximal erreichbaren Amplitude, die durch die noch vorhandene Kondensatorspannung limitiert ist. Dies führt bei der Verwendung von steigenden Rampen oder Rechtecksignalen oder anderen Signalförmigkeiten mit hoher Amplitude zum Ende des Impulses zu einem hohen Reladungsbedarf im Speicherkondensator. Der Ladekondensator muss also mit einer sehr großen Energiemenge aufgeladen werden. Große, schwere und teure Komponenten (Kondensator, Ladekreis und Energiequelle, wie Batterie, Akkumulator ...) sind hierfür erforderlich.

Beim getakteten Regler werden während der Einschaltzeit ein oder mehrere Zwischenspeicher aufgeladen, die in der ausgeschalteten Phase den Ausgangsimpuls abgeben. Dabei beeinflusst das Verhältnis von Lade- und Entladedauer die mittlere Amplitude des Ausgangssignals. Ein derartiges Gerät wurde für implantierbare Defibrillatoren bereits 1991 beschrieben (US 5.222.492). Damit können allerdings lediglich monophasische Signale und Spannungen, die unter der Entladespannung des Haupt-Energiespeichers liegen, realisiert werden. Dies hat bei Rechteckimpulsen zur Folge, dass die Spannung im Energiespeicher bis zum Ende der Impulsabgabe über der maximal nötigen Ausgangsspannung ($U = 125 \Omega \cdot I$) gehalten werden muss. Die nötige Ladespannung beträgt demnach

$$U_{\text{beg}} = [R_p^2 \cdot I_{\text{soff}}^2 + (2/C) \cdot E_{\text{soff}}]^{1/2}, \text{ mit } R_p = 125 \Omega$$

Soll dabei die vorzuhaltende Energiemenge nicht unnötig hoch werden, müssen kleine Kapazitäten gewählt werden. In diesem Fall wird die Ladespannung sehr groß, was die Auswahl geeigneter Schalter erschwert.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, einen Defibrillator bereit zu stellen, mit dem die Energiezufuhr besser auf einen zu behandelnden Patienten abstimmbare ist.

Diese Aufgabe wird mit den Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst. Hiernach ist vorgesehen, dass die Endstufe als stromgesteuerte Endstufe mit mindestens einem Stromsensor und getaktetem Schaltregler ausgebildet ist, der als erweiterte H-Brücke mit mindestens drei Längszweigen und mindestens einem dazwischen angeordneten Querkweig ausgebildet ist, wobei in einem Querkweig der Patientenwiderstand angeschlossen wird und in einem anderen Querkweig oder in einem Anschlusszweig zum Pluspol oder Minuspol des Energiespeichers eine Speicherinduktivität angeordnet ist, und dass durch gesteuertes Schalten der Schalter des Schaltreglers unter Wirkung der Speicherinduktivität ein Impuls oder eine Impulsfolge an den Patientenwiderstand anlegbar ist, dessen/deren Amplitude höher ist als die in dem Energiespeicher gespeicherte Spannung.

Mit diesen Maßnahmen lassen sich nahezu beliebige strombasierte Impulsformen erzeugen. Diese lassen sich besser kontrollieren als spannungsbasierte Entladungen, so dass die Gefahr von Schädigungen am Myokard verringert wird.

Zu einer möglichst schonenden Behandlung eines Patienten trägt weiterhin die Massnahme bei, dass die Endstufe biphasisch ausgebildet ist, und weiterhin, dass die Endstufe zum Erzeugen einer Ladespannung des Energiespeichers von etwa 1 kV ausgelegt ist.

Ein alternativer, ebenfalls günstiger Aufbau besteht darin, dass die Endstufe als Hoch-Tiefsetzsteller mit drei je zwei Schalter aufweisenden Brücken Zweigen zwischen den Po-

len der Gleichspannungsversorgung und mit im ersten Quer-
zweig zwischen einem ersten und einem mittleren Brücken-
zweig liegendem Spulenstromsensor und in Reihe dazu lie-
gender Spule und im zweiten Querzweig zwischen dem
mittleren und dritten Brücken-zweig liegendem Patienten-
stromsensor und in Reihe zu diesem liegendem Energiespei-
cher, der parallel zu dem anzuschließenden Patienten liegt,
ausgebildet ist.

Dabei wird ein günstiger Aufbau mit zuverlässiger Ar-
beitsweise dadurch erzielt, dass die Schalter von einer Kon-
trolleinheit in Abhängigkeit von Stromsignalen des Spulen-
stromsensors und des Patientenstromsensors und unter Ein-
beziehung eines Sollstromes geöffnet und geschlossen wer-
den, wobei

a) zu einem Startzeitpunkt ein Strompfad von dem
Pluspol der Gleichspannungsversorgung über den er-
sten Querzweig und über einen Abschnitt des ersten
und des mittleren Brücken-zweiges zu dem Minuspol
der Gleichspannungsversorgung durch Schließen nur
dieser Schalter geschaltet wird, bis eine betragsmäßig
oberhalb des Sollstromes liegender Patientenstrom ent-
sprechend einem äußeren Rand eines vorgegebenen
oder vorgebbaren Hysteresebandes erreicht wird,

b) anschließend der zu dem Pluspol führende Schalter
geöffnet wird, so dass alle zum Pluspol führenden
Schalter offen sind, und der zum Minuspol führende
Schalter des mittleren Brücken-zweiges geöffnet wird
oder bleibt und die zum Minuspol führenden Schalter
des ersten Brücken-zweiges und des dritten Brücken-
zweiges geschlossen werden, so dass sich der Patien-
tenstrom abbaut, bis ein betragsmäßig unterhalb des
Sollwertes liegender Patientenstrom desselben Vorzei-
chens entsprechend einem inneren Rand des Hysteresebandes
erreicht ist,

c) anschließend wieder die Schaltzustände a) und b)
abwechselnd für eine vorgegebene oder vorgebbare
Anzahl von Wechselsn wiederholt werden,

d) nachfolgend der Spulenstrom und damit der Patien-
tenstrom durch den ersten Querzweig durch Öffnen der
zu der zuvor eingestellten Richtung des Spulenstromes
gehörenden Schalter des ersten und mittleren Brücken-
zweiges und Schließen der zu der umgekehrten Rich-
tung des Spulenstroms gehörenden Schalter des ersten
und mittleren Brücken-zweiges umgekehrt wird, bis ein
bei dieser Richtung des Patientenstromes betragsmäßig
oberhalb des Sollstromes liegender Patientenstrom ent-
sprechend einem äußeren Rand eines Hysteresebandes
der umgekehrten Richtung des Patientenstromes er-
reicht ist,

e) anschließend der bei der umgekehrten Richtung des
Spulenstromes und des Patientenstromes zum Pluspol
führende Schalter des ersten bzw. mittleren Brücken-
zweiges geöffnet wird, so dass alle zum Pluspol füh-
renden Schalter geöffnet sind, und der zum Minuspol
führende Schalter des mittleren Brücken-zweiges geöff-
net wird oder bleibt und die zum Minuspol führenden
Schalter des ersten Brücken-zweiges und des dritten
Brücken-zweiges geschlossen werden, so dass sich der
Patientenstrom abbaut, bis ein betragsmäßig unterhalb
des Sollwertes liegender Patientenstrom dieses Vorzei-
chens entsprechend einem inneren Rand des Hysteresebandes
erreicht ist,

f) anschließend die Schaltzustände d) und e) für eine
vorgegebene oder vorgebbare Anzahl von Wechselsn
wiederholt werden und

g) der in der vorstehenden Weise erzeugte biphasische
Impuls nach der vorgegebenen oder vorgebbaren An-

zahl der Wechsel durch Öffnen aller zum Pluspol füh-
renden Schalter und des zum Minuspol führenden
Schalters des mittleren Brücken-zweiges sowie durch
Schließen der zum Minuspol führenden Schalter des
ersten und des dritten Brücken-zweiges oder durch
Schließen der zur entgegen gesetzten Richtung des
Spulenstromes und damit des Patientenstromes gehö-
renden Schalter und Erreichen des Wertes null beendet
wird.

Weitere vorteilhafte Ausgestaltungen für einen Hochsetz-
stellerbetrieb ergeben sich aus den Ansprüchen 6 und 7.

Anspruch 8 zeigt einen weiteren Aufbau für einen Hoch-
setzstellerbetrieb. Für einen zuverlässigen, patientenscho-
nenden Betrieb kann weiterhin vorgesehen sein, dass zwi-
schen einer Spannungsquelle und der Endstufe eine Trenn-
stufe zur galvanisch getrennten Übertragung der Energie auf
den Patienten angeordnet ist. Eine für die Arbeitsweise des
Defibrillators weiterhin günstige Ausgestaltung besteht
darin, dass ein Gesamtimpuls in eine Vielzahl von Teilim-
pulsen unterteilt ist.

Eine für einen Hochstellerbetrieb geeignete vorteilhafte
Lösung besteht weiterhin darin, dass dem Energiespeicher
ein von einer Kontrolleinheit gesteuerter Oszillator nachge-
schaltet ist, dem ein die oszillierende Spannung hochtrans-
formierender Transformator folgt.

Vorteilhafte Ausgestaltungen dazu sind in den Ansprü-
chen 12 bis 14 angegeben.

Mit der hier vorgestellten Lösung ist es möglich, eine
Ausgangsspannung zu generieren, die über der Spannung
des Energiespeichers liegt. Dies bedeutet, dass nach Beendi-
gung des Signals weniger Restenergie im Speicher zurück-
bleiben kann und damit der Defibrillator preiswerter und
kleiner realisiert werden kann.

Es ist auch möglich, die Ladespannung in einer Größen-
ordnung zu halten, bei der schnelle Halbleiterschalter noch
ohne aufwendige Serienschaltung eingesetzt werden kön-
nen.

Mit der vorliegenden Erfindung wird eine monophasische
oder biphasische stromgesteuerte Endstufe realisiert, die mit
einem getakteten Schaltregler eine nahezu beliebige Signal-
form zu erzeugen in der Lage ist, insbesondere einen gut an-
genäherten Stromrechteckimpuls mit Ausgangsamplituden,
die höher sein können als die vom Energiespeicher zur Ver-
fügung gestellte Spannung U_C .

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführ-
ungsbeispielen unter Bezugnahme auf die Zeichnungen nä-
her erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 ein Prinzipschaltbild einer konventionellen getak-
teten H-Brücke (s. auch US 5,725,560 Fig. 4).

Fig. 2a die Funktionsweise einer getakteten H-Brücke,

Fig. 2b ein Beispiel einer möglichen Stromkurve, die sich
mit der in Fig. 1 dargestellten Schaltung erzeugen lässt, ins-
besondere die erforderliche hohe Anfangsspannung im Kon-
densator,

Fig. 3a, 3b Prinzipschaltbilder von Realisierungsmög-
lichkeiten der Erfindung,

Fig. 4a den zeitlichen Verlauf der ersten Schalthandlun-
gen des Impulses,

Fig. 4b ein Beispiel einer möglichen Stromkurve, die sich
mit der in Fig. 3 dargestellten Schaltung erzeugen lässt,

Fig. 5a ein Blockschaltbild einer anderen Ausbildung der
Erfindung,

Fig. 5b ein Ausführungsbeispiel, und

Fig. 6 ein Beispiel einer möglichen Stromkurve, die sich
mit der in Fig. 5 dargestellten Schaltung erzeugen lässt.

Fig. 1 zeigt eine Endstufe 1 mit einer Spannungsquelle
UQ, z. B. in Form eines Kondensators, an die nach Art einer

Brückenschaltung zwei jeweils zwei Schalter S1, S3 bzw. S2 und S4 aufweisende Brückenarme angeschlossen sind. Zwischen den Schaltern S1, S3 und S2, S4 liegen in einem Querarm ein Stromsensor SE und in Reihe zu diesem eine Spule L sowie ein Kondensator C. Parallel zu dem Kondensator C ist über entsprechende Patientenelektroden ein Patient mit einem Patientenwiderstand R anzuschließen. Zum Regeln eines Patientenstromes I_p ist eine Kontrolleinheit ST angeschlossen, über die die Schalter S1, S2, S3 und S4 entsprechend einem Steuerprogramm betätigbar sind.

Fig. 1 stellt das Prinzipschaltbild eines Tiefsetzstellers dar, der es ermöglicht, den Patientenstrom I_p einzuprägen. Die Kontrolleinheit ST, die vorteilhafterweise einen Mikrocontroller beinhaltet, überwacht den Patientenstrom I_p aufgrund des über den Stromsensor SE erhaltenen Stromsignals und steuert die Schalter S1 bis S4 an, um den vorgegebenen Patientenstrom I_p durch die Induktivität der Spule L und den Patientenwiderstand R zu regeln. Das Ziel der Regelung ist es, den Patientenstrom I_p in einem vorgegebenen Hystereseband der Breite ΔI zu halten.

Fig. 2a zeigt eine mögliche Kurve des Patientenstromes I_p . Die Amplitude ist durch die Entladekurve der Spannungsquelle in Form des Kondensators UQ begrenzt. Zu einem Startzeitpunkt t_0 werden die Schalter S1 und S4 geschlossen. Ein positiver Patientenstrom I_p baut sich entsprechend einer Zeitkonstante $T = L/R$ des Stromkreises auf. In Fig. 2b ist die Stromkurve relativ zu einer Spannung U_C gezeigt.

Zum Zeitpunkt t_1 wird der Schalter S1 des einen Brückenarmes geöffnet und der Schalter S3 des selben Brückenarmes geschlossen. Dies hat zur Folge, dass sich der Patientenstrom im Querarm bzw. Patientenarm entsprechend der Zeitkonstante T des Stromkreises abbaut. Erreicht der Patientenstrom I_p zu einem Zeitpunkt t_2 eine untere Grenze des Hysteresebandes, wird der Schalter S3 wieder geöffnet und der Schalter S1 geschlossen, so dass sich der Patientenstrom I_p erneut aufbaut. Diese Vorgänge werden abwechselnd bis zu einem Zeitpunkt t_3 wiederholt, der das Ende des positiven Stromimpulses darstellt. Anschließend werden die Schalter S1 und S4 geöffnet und die Schalter S3 und S2 geschlossen. Die dem gerade fließenden Patientenstrom I_p entgegen gerichtete Spannung ermöglicht ein schnelleres Abbauen des Stromes als mit dem aus den Schaltern S3 und S4 gebildeten Freilaufkreis.

Der anschließend negative Patientenstrom I_p erreicht zu einem Zeitpunkt t_4 einen äußeren Rand des zugehörigen Hysteresebandes. Der Schalter S2 wird geöffnet und der Schalter S4 geschlossen. Der Strom fällt nun entsprechend der Zeitkonstante T ab und erreicht zu einem Zeitpunkt t_5 die innere Grenze des Hysteresebandes. Nun wird der Schalter S4 geöffnet und der Schalter S2 geschlossen, so dass der Betrag Patientenstrom I_p wieder zu steigen beginnt.

Ist das Ende des negativen Stromimpulses zu einem Zeitpunkt t_6 erreicht, sollte der Patientenstrom I_p möglichst schnell abgebaut werden. Hierzu kann der aus den Schaltern S3 und S4 gebildete Freilaufkreis genutzt werden oder der Strom wird durch das Anlegen einer entgegen gesetzten Spannung unter Benutzung der Schalter S1 und S4 abgebaut.

In Fig. 3a ist ein weiteres Ausführungsbeispiel der Erfindung gezeigt. Gegenüber der Darstellung gemäß Fig. 1 ist ein zusätzlicher, mittlerer Brückenarm in Form des Längsarmes LZ2 mit zwei Schaltern S5' und S6' vorgesehen. In dem ersten Brückenarm bzw. Längsarm LZ1 liegen wiederum zwei Schalter S1' und S3'. In dem Querarm QZ1 zwischen dem ersten und mittleren Brückenarm LZ2 liegen in Reihe ein Stromsensor SED für einen Spulenstrom I_D und die Spule L, während in dem Querarm QZ2 zwischen

dem mittleren Brückenarm LZ2 und dem dritten Brückenarm bzw. Längsarm LZ3 in Reihe ein weiterer Stromsensor SEP für den Patientenstrom I_p und der Energiespeicher in Form des Kondensators C angeordnet sind, dem wiederum der Patientenwiderstand R über die Patientenelektroden P parallel zu schalten ist. Die Schalter werden mittels der Kontrolleinheit ST in Abhängigkeit der Signale der beiden Stromsensoren SED und SEP gesteuert. Bei allen Schaltern handelt es sich vorzugsweise um entsprechend leistungsfähige Halbleiterschalter, wie auch bei dem ersten Ausführungsbeispiel und an sich bekannt.

Fig. 3a stellt das Prinzipschaltbild eines Hoch-Tiefsetzstellers dar, der es ermöglicht, einen vorgegebenen Patientenstrom I_p einzuprägen. Die Kontrolleinheit ST überwacht den Strom in dem ersten Querarm QZ1 bzw. Spulenarm und dem zweiten Querarm QZ2 bzw. Patientenarm und steuert die Schalter S1' bis S6' an. Neben dem anhand von Fig. 1 beschriebenen Tiefsetzsteller-Prinzip kann mit der Schaltung nach Fig. 3a mit den zusätzlichen Schaltern S5' und S6' des mittleren Brückenarmes LZ2 auch ein Hochsetzstellerbetrieb im Falle zu niedriger Quellenspannung verwirklicht werden. Ebenso wie bei dem vorangegangenen Ausführungsbeispiel mit Tiefsetzsteller erfolgt die Stromregelung mit Hilfe eines Hysteresereglers. Neben dem Patientenstrom I_p wird auch der Spulenstrom I_D gemessen und als Steuergröße berücksichtigt. Der aus dem Energiespeicher fließende Strom lükt, d. h. der Energiespeicher wird periodisch entladen.

Fig. 4 zeigt eine mögliche Stromkurve, anhand derer der Hochsetzstellerbetrieb (z. B. gemäß Fig. 3) beschrieben wird. Zum Zeitpunkt t_0 beginnt die positive Phase. Die Schalter S1' und S6' sind geschlossen um den Strom durch die Spule aufzubauen. Der Stromanstieg in der Speicherinduktivität in Form der Spule L erfolgt entsprechend dem Induktionsgesetz $di/dt = U_0/L$. Erreicht der Spulenstrom den oberen Grenzwert des gewünschten Stromes (I_1), wird der Schalter S4' geschlossen und der Schalter S6' geöffnet. Der Strom baut sich nun entsprechend der kreis spezifischen Zeitkonstante T ab, bis er den unteren Grenzwert zum Zeitpunkt t_2 erreicht. Um die Spule L wieder zu laden, wird der Schalter S6' geschlossen und der Schalter S4' geöffnet. Die durch den Aufladevorgang der Spule L entstehende Stromlücke I_p kann durch einen optionalen Kondensator C, der parallel zu den Patientenelektroden angebracht ist, überbrückt werden. Sobald der Strom durch die Spule L den Maximalwert wieder erreicht hat (Zeitpunkt t_3), wird der Schalter S4' geschlossen und der Schalter S6' geöffnet. Für die negativen Phasen werden die Schalter S3', S5' und S2' benutzt.

In einer zweiten Ausführung wird zeitgleich zum Wechselspiel der Schalter S6' und S4' ein Wechselspiel mit S1' und S3' derart getätigt, dass jeweils S1' und S6' gleichzeitig geschlossen sind, während die Schalter S3' und S4' offen sind und umgekehrt. Die negative Phase wird entsprechend mit den Schaltern S3', S5' und S1', S2' realisiert.

In einer dritten Ausführung wird die Spule in der positiven Phase mit den Schaltern S1' und S6' geladen. Der Freilaufkreis wird mit den Schaltern S1' und S2' gebildet. Die negative Phase wird entsprechend mit den Schaltern S3', S5' und S3', S4' gebildet.

Werden bestimmte Impulsformen ausgeschlossen, so kann auf einige Schalter verzichtet werden. Als Beispiel seien die Schalter S3', S4' und S5' genannt, falls auf eine Stromregelung der negativen Phase verzichtet werden soll.

In einer weiteren Ausführung nach Fig. 3b wird der Strom mit den Schaltern S1', S6' und S7' geregelt. Dabei gibt es vergleichbar zu den vorgenannten Ausführungen zu Fig. 3a wieder die Ausführungen als Tiefsetzsteller und Hochsetzsteller. Der Tiefsetzstellerbetrieb wird durch das Wechsel-

spiel der Schalter $S1'$ und $S7'$ erreicht. Mit geschlossenem Schalter $S1'$ und gesperrtem Schalter $S7'$ steigt der Strom bis zur Außenkante des Hysteresebandes. Beim Öffnen des Schalters $S1'$ fließt der Strom durch den dann geschlossenen Schalter $S7'$ weiter und nimmt ab bis zum Erreichen des inneren Randes des Hysteresebandes. Dann wird der Strom wie eben beschrieben mit dem Schalter $S1'$ wieder aufgebaut. Der Hochsetzstellbetrieb wird mit Hilfe des Schalters $S6'$ wie in der ersten Ausführung nach Fig. 3a durchgeführt. Die Funktion des Schalters $S5'$ aus Fig. 3a übernimmt in Fig. 3b der Schalter $S1'$, während die Funktion des Schalters $S4'$ durch Schalter $S7'$ erfüllt wird. Die Schalter $S3'$ bis $S4'$ legen in diesem Fall lediglich die Stromflussrichtung durch den Patienten fest. Eine monophasische Variante ist also auch ohne die Schalter $S3'$ bis $S4'$ realisierbar.

Ein weiteres Ausführungsbeispiel zeigt Fig. 5a in einem Prinzipschaltbild. Zwischen der Spannungsquelle UQ ist zur galvanisch getrennten Übertragung eine Trennstufe 2 in einer Ansteuerstufe vorgesehen. An die Ansteuerstufe ist eine Messstufe 3 zur Messung der Ausgangsgrößen der Ansteuerstufe angeschlossen. Die Patientenelektroden sind mit der Messstufe 3 verbunden. Die Ansteuerstufe wird über die Kontrolleinheit ST in Abhängigkeit der Signale der Messstufe 3 zum Regeln des Patientenstromes angesteuert.

In Fig. 6 ist ein biphasischer Stromimpuls dargestellt, der mit dem in Fig. 5 schematisch dargestellten Aufbau des Defibrillators erzeugbar ist. Der Gesamtimpuls ist in eine Vielzahl von Teilimpulsen mit vielen kleinen Energiepaketen aufgeteilt. Sollte in der Ansteuerstufe bzw. Leistungsstufe ein Kurzschluss auftreten, kann z. B. nur noch maximal ein Energiepaket, das in einem Zwischenkreis gespeichert werden kann, übertragen werden. Die maximale Größe dieses Energiepaketes kann so gewählt werden, dass eine Schädigung des Patienten ausgeschlossen werden kann. Auf diese Weise kann der benötigte Transformator für eine geringere Spannungs-Zeit-Fläche ausgelegt werden, als wenn der gesamte Impuls in einem Stück übertragen würde. Dadurch erhöht sich zwar der Schaltungsaufwand, es verringert sich jedoch die Größe des erforderlichen Transformators.

Zur Realisierung eines biphasischen Impulses wird die Gleichrichterschaltung umschaltbar ausgelegt (Fig. 5b). Es ist dabei unerheblich, ob es sich um eine Einweg- oder Vollwellengleichrichtung handelt.

Patentansprüche

1. Defibrillator mit einer gesteuerten Endstufe (I) zum impulsartigen Beaufschlagen von an einen Patienten anzulegenden Elektroden mit elektrischer Energie aus einem Energiespeicher (UQ), dadurch gekennzeichnet,

dass die Endstufe (I) als stromgesteuerte Endstufe mit mindestens einem Stromsensor (SE; SED, SEP) und getaktetem Schaltregler ($S1, S2, S3, S4, ST, S1', S2', S3', S4', S5', S6', ST$) ausgebildet ist, der als erweiterte H-Brücke mit mindestens drei Längszweigen (LZ1, LZ2, LZ3) und mindestens einem dazwischen angeordneten Querzweig (QZ1, QZ2) ausgebildet ist, wobei in einem Querzweig (QZ2) der Patientenwiderstand (R) angeschlossen wird und in einem anderen Querzweig (QZ1) oder in einem Anschlusszweig zum Pluspol oder Minuspol des Energiespeichers (UQ) eine Speicherinduktivität (L) angeordnet ist, und

dass durch gesteuertes Schalten der Schalter des Schaltreglers ($S1', S2', S3', S4', S5', S6'$) unter Wirkung der Speicherinduktivität (L) ein Impuls oder eine Impulsfolge an den Patientenwiderstand (R) anlegbar ist, dessen/deren Amplitude höher ist als die in dem Ener-

giespeicher (UQ) gespeicherte Spannung.

2. Defibrillator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Endstufe biphasisch ausgebildet ist.

3. Defibrillator nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Endstufe (I) zum Erzeugen einer Ladespannung des Energiespeichers (UQ) von etwa 1 kV ausgelegt ist.

4. Defibrillator nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Endstufe (I) als Hoch-Tiefsetzsteller mit drei je zwei Schalter ($S1', S3', S5', S6', S2', S4'$) aufweisenden Längszweigen (LZ1, LZ2, LZ3) zwischen den Polen der Gleichspannungsversorgung und mit im ersten Querzweig (LQ1) zwischen einem ersten und einem mittleren Brückenweig liegendem Spulenstromsensor (SED) und der in Reihe dazu liegenden Speicherinduktivität in Form einer Spule (L) und im zweiten Querzweig (LQ2) zwischen dem mittleren und dritten Längszweig (LZ2, LZ3) liegendem Patientenstromsensor (SEP) ausgebildet ist.

5. Defibrillator nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Schalter ($S1', S2', S3', S4', S5', S6'$) von einer Kontrolleinheit (ST) in Abhängigkeit von Stromsignalen des Spulenstromsensors (SED) und des Patientenstromsensors (SEP) und unter Einbeziehung eines Sollstromes geöffnet und geschlossen werden, wobei

a) zu einem Startzeitpunkt ($t0'$) ein Strompfad von dem Pluspol der Gleichspannungsversorgung über den ersten Querzweig und über einen Abschnitt des ersten und des mittleren Brückenweiges zu dem Minuspol der Gleichspannungsversorgung durch Schließen nur der Schalter ($S1', S6'$ oder $S5', S3'$) geschaltet wird, bis eine betragsmäßig oberhalb des Sollstromes liegender Patientenstrom (I_p) entsprechend einem äußeren Rand eines vorgegebenen oder vorgebbaren Hysteresebandes erreicht wird,

b) anschließend zu einem Zeitpunkt ($t1'$) der zu dem Pluspol führende Schalter ($S1'$ oder $S5'$) geöffnet wird, so dass alle zum Pluspol führenden Schalter ($S1', S5', S2'$) offen sind, und der zum Minuspol führende Schalter ($S6'$) des mittleren Brückenweiges geöffnet wird oder bleibt und die zum Minuspol führenden Schalter ($S3', S4'$) des ersten Brückenweiges und des dritten Brückenweiges geschlossen werden, so dass sich der Patientenstrom (I_p) abbaut, bis ein betragsmäßig unterhalb des Sollwertes (I_{soll}) liegender Patientenstrom (I_p) desselben Vorzeichens entsprechend einem inneren Rand des Hysteresebandes erreicht ist,

c) anschließend wieder die Schaltzustände a) und b) abwechselnd für eine vorgegebene oder vorgebbare Anzahl von Wechseln wiederholt werden,

d) nachfolgend der Spulenstrom (I_D) und damit der Patientenstrom (I_p) durch den ersten Querzweig durch Öffnen der zu der zuvor eingestellten Richtung des Spulenstromes (I_D) gehörenden Schalter ($S1', S6'$ oder $S5', S3'$) des ersten und mittleren Brückenweiges und Schließen der zu der umgekehrten Richtung des Spulenstroms (I_D) gehörenden Schalter ($S5', S3'$ bzw. $S1', S6'$) des ersten und mittleren Brückenweiges umgekehrt wird, bis ein bei dieser Richtung des Patientenstromes (I_p) betragsmäßig oberhalb des Sollstromes liegender Patientenstrom (I_p) entsprechend einem äußeren Rand eines Hysteresebandes der umgekehrten Richtung des Patientenstromes (I_p)

erreicht ist.

e) anschließend der bei der umgekehrten Richtung des Spulenstromes (I_p) und des Patientenstromes (I_p) zum Pluspol führende Schalter (S5' oder S1') des ersten bzw. mittleren Brücken-
5
zweiges geöffnet wird, so dass alle zum Pluspol führenden Schalter (S1', S5', S2') geöffnet sind, und der zum Minuspol führende Schalter (S6') des mittleren Brücken-
10
zweiges geöffnet wird oder bleibt und die zum Minuspol führenden Schalter (S3', S4') des ersten Brücken-
zweiges und des dritten Brücken-
zweiges geschlossen werden, so dass sich der Patientenstrom (I_p) abbaut, bis ein betragsmäßig unterhalb des Sollwertes liegender Pa-
15
tientenstrom (I_p) dieses Vorzeichens entsprechend einem inneren Rand des Hysteresebandes erreicht ist.

f) anschließend die Schaltzustände d) und e) für eine vorgegebene Anzahl von Wechsellern wieder-
20
holt werden und

g) der in der vorstehenden Weise erzeugte biphasische Impuls nach der vorgegebenen oder vorgebbaren Anzahl der Wechsel durch Öffnen aller zum Pluspol führenden Schalter (S1', S5', S2') und des zum Minuspol führenden Schalters (S6') des
25
mittleren Brücken-
zweiges sowie durch Schließen der zum Minuspol führenden Schalter (S3', S4') des ersten und des dritten Brücken-
zweiges oder durch Schließen der zur entgegen gesetzten Richtung des Spulenstromes (I_p) und damit des Pa-
30
tientenstromes (I_p) gehörenden Schalter (S1', S6' bzw. S5', S3') und Erreichen des Wertes null beendet wird.

6. Defibrillator nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Hochsetzstellerbetrieb nach Laden
35
der Speicherinduktivität (L) durch Schließen der Schalter (S1') und (S6') oder (S5') und (S3') (entsprechend Anspruch 6, Merkmal a)) durch Öffnen des Schalters (S6') bzw. (S5') und Schließen nur der Schalter (S1') und (S2') bewirkt wird, während alle anderen Schalter (S3',
40
S4', S5', S6') geöffnet sind.

7. Defibrillator nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Hochsetzstellerbetrieb nach Laden der Speicherinduktivität (L) durch Schließen oder ge-
45
schlossen halten nur des Schalters (S1') und des Schalters (S4') oder des Schalters (S2') und des Schalters (S3') bewirkt wird, während die übrigen Schalter (S2', S3', S5', S6' bzw. S1', S4', S5', S6') geöffnet sind.

8. Defibrillator nach einem der Ansprüche 1 bis 3, da-
50
durch gekennzeichnet,
dass die erweiterte H-Brücke drei Längszweige (LZ1, LZ2, LZ3) und nur einen Quersweig mit dem Patientenwiderstand (R) aufweist,

dass die Speicherinduktivität (L) in dem Anschluß-
55
zweig zum Pluspol des Energiespeichers (UQ) liegt,
dass ein Schalter (S6') zwischen dem Pluspol und dem Minuspol vom Energiespeicher (UQ) aus gesehen hinter der Speicherinduktivität (L) und ein Schalter (S1') in der Anschlussleitung zwischen dem Pluspol des
60
Energiespeichers (UQ) und dem einen Anschluss der Speicherinduktivität (L) angeschlossen ist, während die anderen vier Schalter (S2', S3', S4', S5') in den Längszweigen (LZ2, LZ3) zwischen dem Quersweig (QZ2) und dem Pluspol bzw. Minuspol angeordnet sind und
65

dass die Schalter (S1' bis S6') nach Laden der Speicherinduktivität (L) zum Bewirken eines Hochsetzstellerbetriebes gesteuert werden.

9. Defibrillator nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen einer Spannungsquelle (UQ) und der Endstufe (1) eine Trennstufe (2) zur galvanisch getrennten Übertragung der Energie auf den Patienten angeordnet ist.

10. Defibrillator nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ein Gesamtimpuls in eine Vielzahl von Teilimpulsen unterteilt ist.

11. Defibrillator mit einer gesteuerten Endstufe zum impulsartigen Beaufschlagen von an einen Patienten anzulegenden Elektroden mit elektrischer Energie aus einem Energiespeicher (UQ), dadurch gekennzeichnet, dass dem Energiespeicher (UQ) ein von einer Kontrolleinheit (ST) gesteuerter Oszillator (OZ) nachgeschaltet ist, dem ein die oszillierende Spannung hochtransformierender Transformator (TR) folgt.

12. Defibrillator nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass an einem Anschluss der Sekundärseite des Transformators (TR) eine Gleichrichterschaltung für einen biphasischen Puls angeschlossen ist.

13. Defibrillator nach Anspruch 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, dass der sekundärseitige Strom des Transformators (TR) innerhalb eines vorgegebenen Toleranzbandes gesteuert wird.

14. Defibrillator nach einem der Ansprüche 11 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass der Impuls aus mehreren dicht aufeinander folgenden Einzelimpulsen durch den Transformator (TR) übertragen wird.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

BEST AVAILABLE COPY

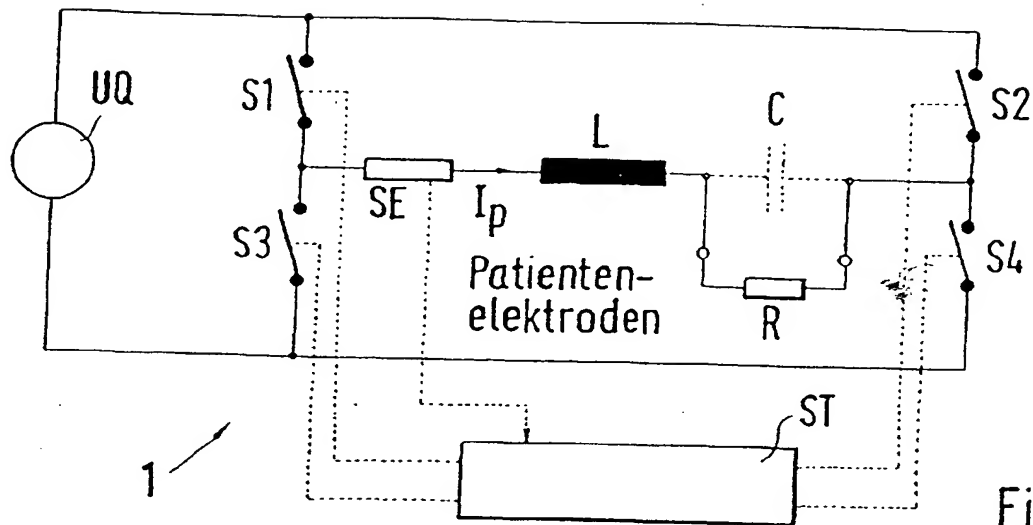


Fig.1

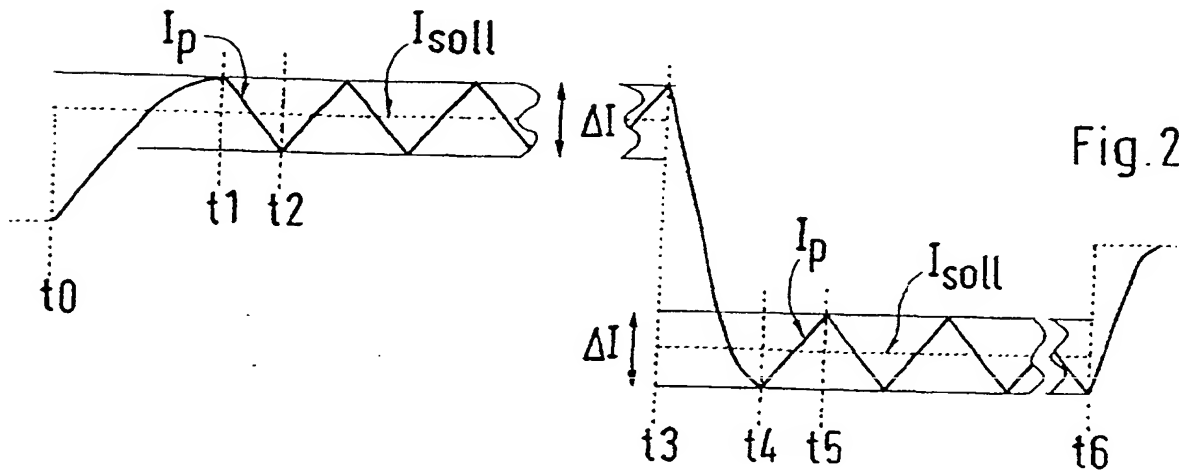


Fig. 2a

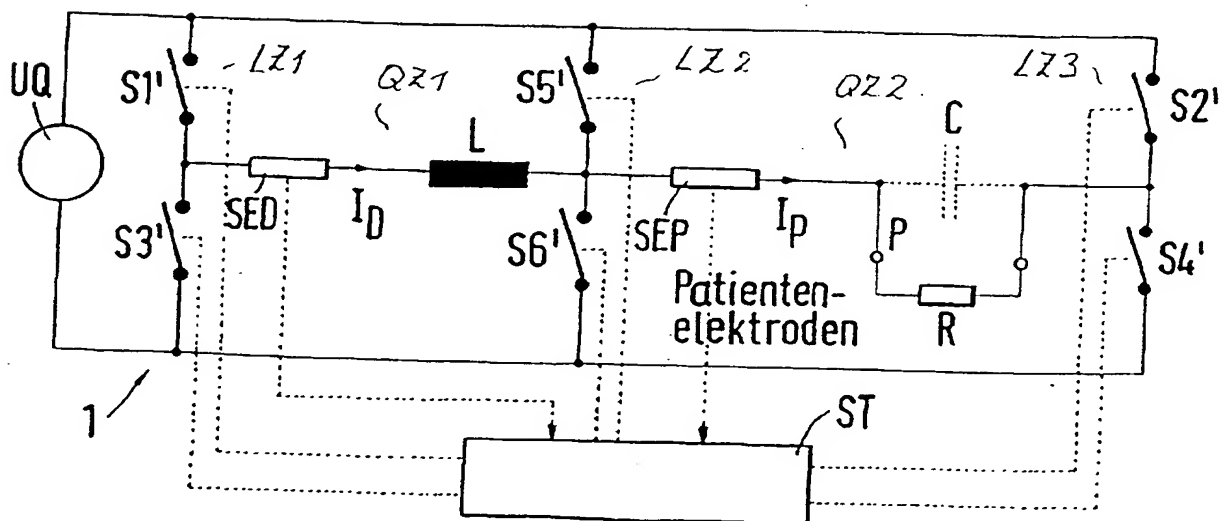


Fig.3 α

Fig. 2b

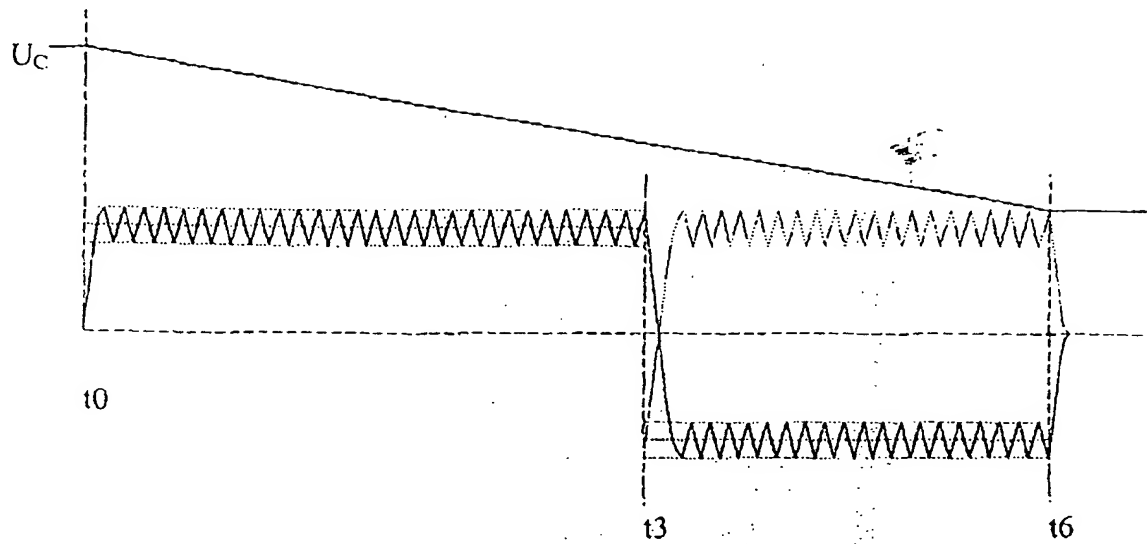
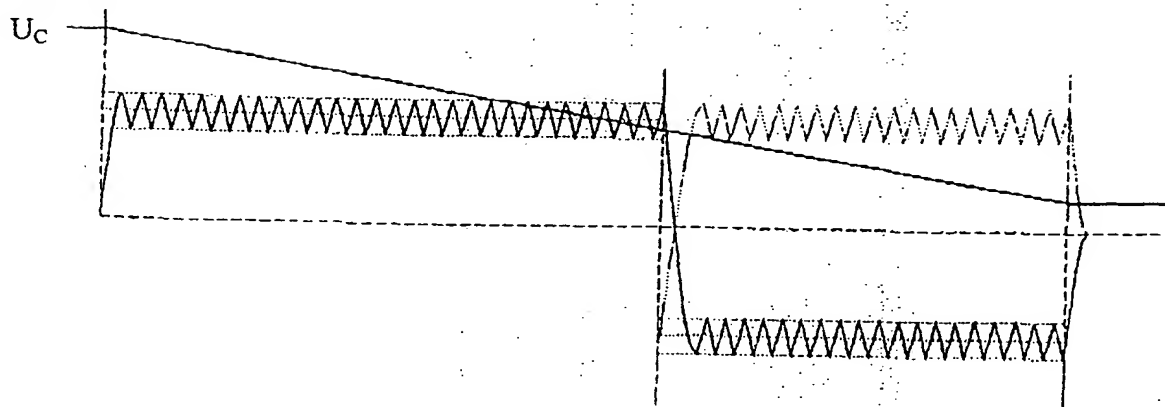


Fig. 4b



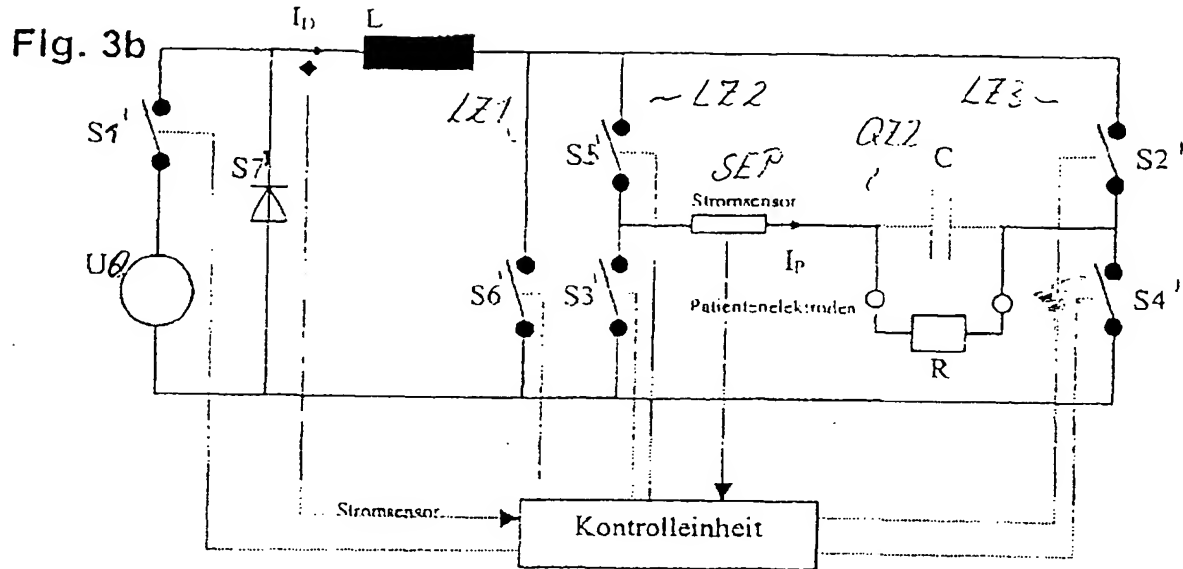
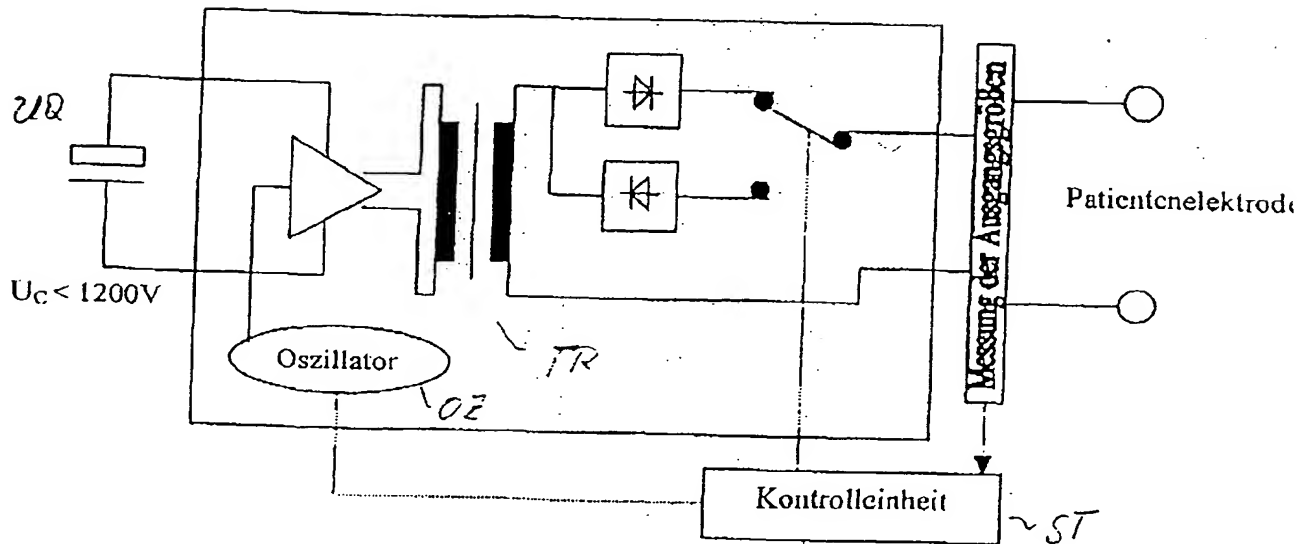


Fig. 5b



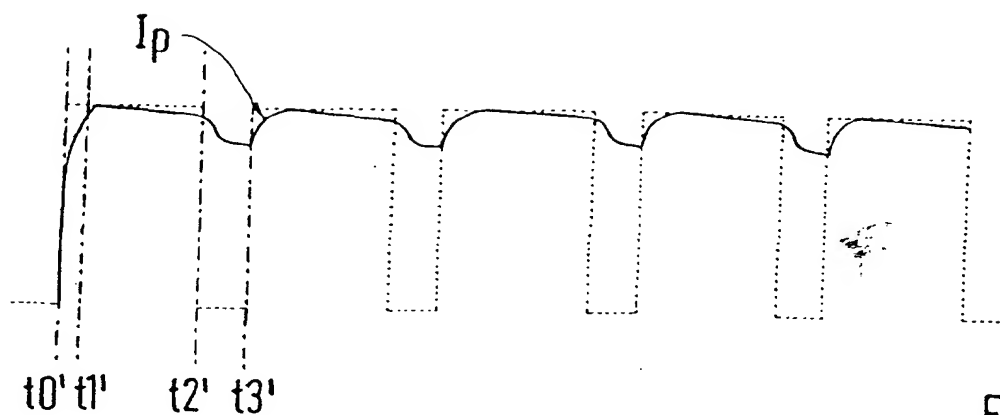


Fig.4

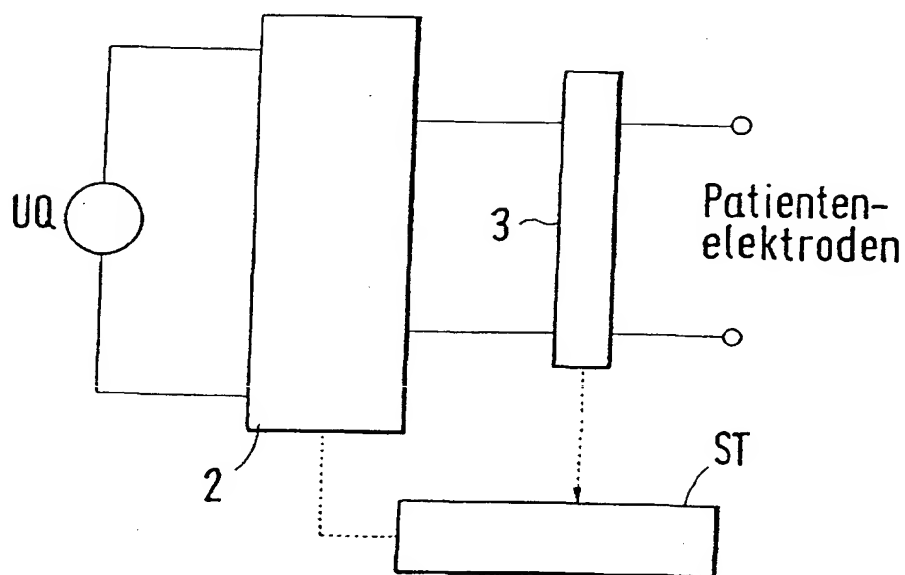


Fig.5 α

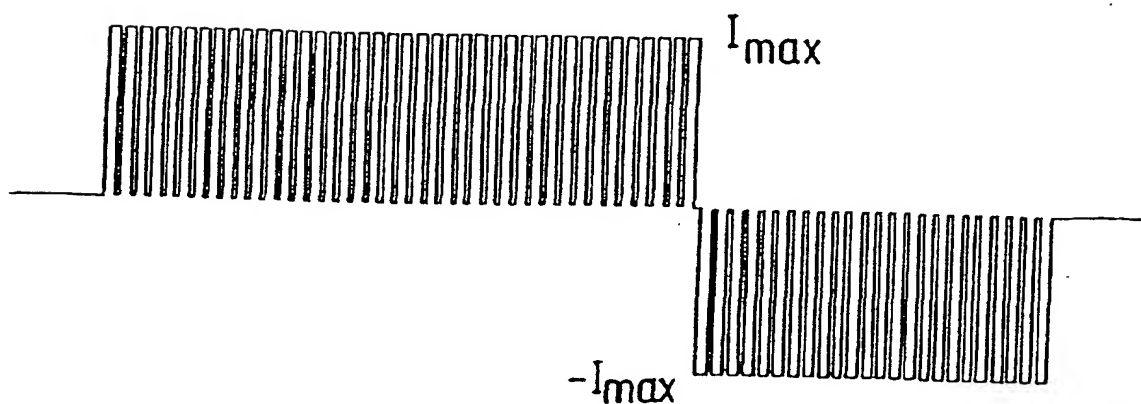


Fig.6